

Experimentální modelování artrotické chrupavčité tkáně

M. A.-G. Aframova¹, J. Heczko, J. Krystek, L. Lobovský²

1 Úvod

Chrupavka je pojivová tkáň s viskoelastickými vlastnostmi. Existuje několik druhů této tkáně v závislosti na jejím složení, funkci a umístění v organismu. Hyalinní chrupavka nacházející se ve všech kloubních spojeních, kromě čelistního, může v průběhu života podléhat degenerativním změnám. Artróza je onemocnění velice bolestivé a může vést k nutnosti totální náhrady kloubu. Důvodem toho je opotřebení chrupavky a jejího úbytku což způsobuje snížení pohyblivosti kloubu. Rozlišují se čtyři stupně artrózy dle závažnosti postižení. V prvním stádiu je poškozen pouze povrch chrupavky, ve druhém jsou na povrchu již patrné trhliny. Třetí a čtvrtý stupeň již vykazuje značný úbytek chrupavčité tkáně a musí se řešit. Cílem této práce je určení mechanických vlastností chrupavčité tkáně kyčelního kloubu člověka a jejich změn v závislosti na pokročilosti artrotického onemocnění. Za tímto účelem je prováděna série experimentálních měření na vzorcích s různým stupněm poškození.

2 Metodika

Vzorky jsou odebírány z femorálních hlavic získaných od pacientů po totální endoprotéze. Odebraná tkáň je po celou dobu naložena ve fyziologickém roztoku, aby nedošlo k jejímu vysušení a tak i případnému ovlivnění mechanických vlastností. Testované vzorky jsou přibližně kulatého tvaru o průměru cca 60 mm a výška vzorku závisí mimo jiné na stupni poškození a místě odběru.

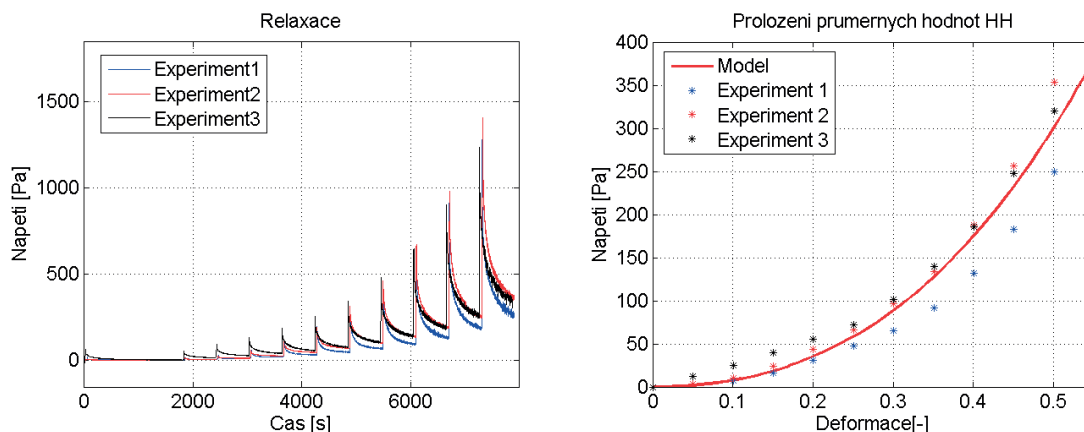
Odezva viskoelastické tkáně závisí na čase. Viskoelastické materiály vykazují tzv. relaxaci a creep. Jsou to materiály jejichž chování závisí na historii předchozího zatěžování, Fung (1993).

Měření mechanických vlastností chrupavčité tkáně probíhá ve dvou fázích. První fáze: Po důkladném přeměření a zdokumentování tvaru je vzorek ponořen do fyziologického roztoku v misce zkušebního stroje Zwick/Roell Z050. Poté je měřicí hlavice spuštěna na průměrnou výšku vzorku a v této poloze ponechána 30 min. Dále je každých deset minut vzorek stlačován o pět procent své původní průměrné výšky až do 50%, podobně jako v Huang et al. (2005). Od začátku měření je zaznamenáván posuv a síla působící na tkáň. Toto zatěžování slouží ke zjištění, jak je daný materiál schopen relaxovat a k hledání vhodného konstitutivního vztahu, viz obrázek 1 (vlevo). Po změření relaxace je vzorek ponechán 10 min ve fyziologickém roztoku a opět přeměřen a vyfocen. Nicméně napětí a deformace jsou vztahovány na původní rozměry.

Druhá fáze: Stejně jako v předchozím případě je měřicí buňka spuštěna na nově naměřenou průměrnou výšku vzorku, ale tentokrát setrvává v dané poloze pouze 10 min. Poté je tkáň

¹ student navazujícího studijního programu Aplikované vědy a informatika, obor Mechanika, specializace Aplikovaná mechanika, e-mail: mimi@students.zcu.cz

² NTIS - Nové technologie pro informační společnost, Fakulta aplikovaných věd, Západočeská univerzita v Plzni,



Obrázek 1: Relaxace napětí chrupavčité tkáně, výsledky experimentálního měření (vlevo), srovnání modelu elastické odezvy s experimentálními daty (vpravo).

stlačena konstantní rychlostí až o 75% její nově naměřené průměrné výšky. U všech měření se zaznamenává historie síly a posunutí. Cílem tohoto zatížení je zjistit mezní stav síly a deformace, při které dojde k porušení tkáně, což se projeví náhlou změnou křivky.

3 Diskuse

Metodika měření byla nejprve ověřena na vzorcích polyethylenové pěny. Poté bylo naměřeno 14 vzorků lidské tkáně z nichž byl jeden nepoužitelný. Elastická odezva tkáně byla aproximována na základě naměřených hodnot napětí na konci každého relaxačního cyklu. Materiálový model pro tuto odezvu chrupavčité tkáně byl zvolen ve tvaru polynomu třetího stupně. K určení parametrů tohoto modelu byla použita metoda nejmenších čtverců. Výsledný model je porovnán s experimentálními daty na obrázku 1 (vpravo).

Z výsledků druhé fáze měření tj. určení mezního stavu deformace tkáně v tlaku nebylo zatím možné přesně určit stav kdy došlo k porušení materiálu. V současné době je testována nová metodika měření.

Naměřená data z první i druhé fáze experimentálního měření budou statisticky zpracována s ohledem na stupeň pokročilosti artritického onemocnění a použita k určení parametrů vhodného reologického modelu. Dále budou mezi sebou porovnány naměřené veličiny podle místa odběru vzorku z kloubní hlavice a dalších fyziologických parametrů.

Poděkování

Tato práce byla podpořena v rámci projektu Talent 2013. Na této práci se nezanedbatelnou měrou podíleli MUDr. Kott, MUDr. Kottová, MUDr. Koudela a Prof. Křen při přípravě vzorků a konzultací výsledků. ...

Literatura

- Huang, C.-Y., Stankiewicz, A., Ateshian, G.A., Mow, V.C., 2005. Anisotropy, inhomogeneity, and tension-compression nonlinearity of human glenohumeral cartilage in finite deformation. *Journal of Biomechanics* 38.
- Fung, Y.C., 1993. *Biomechanics - mechanical properties of living tissues*. Springer, New York.